

**PCT**  
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
 Internationales Büro  
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation <sup>7</sup> : <b>A61M 16/00</b>	<b>A1</b>	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 00/66207</b>  (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: <b>9. November 2000 (09.11.00)</b>
--	-----------	--

(21) Internationales Aktenzeichen: **PCT/EP00/03998**

(22) Internationales Anmeldedatum: **4. Mai 2000 (04.05.00)**

(30) Prioritätsdaten:

199 20 433.0	4. Mai 1999 (04.05.99)	DE
199 36 505.9	5. August 1999 (05.08.99)	DE
299 17 806.4	8. Oktober 1999 (08.10.99)	DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): **MAP MEDIZINTECHNIK FÜR ARZT UND PATIENT GMBH & CO. KG [DE/DE]; Fraunhoferstrasse 16, D-82152 Martinsried (DE).**

(72) Erfinder; und  
 (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **GENGER, Harald [DE/DE]; Wildmoosstr. 11, D-82319 Starnberg (DE). NEGELE, Claus [DE/DE]; Hohenzollernstr. 50, D-80801 München (DE).**

(74) Anwalt: **RÖSSIG, Rolf; Schlossstrasse 27, D-86556 Kührbach (DE).**

(81) Bestimmungsstaaten: AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht**  
*Mit internationalem Recherchenbericht.*

(54) Title: **DEVICE FOR SUPPLYING A BREATHING GAS UNDER OVERPRESSURE AND A CONTROL UNIT FOR CONTROLLING THE SAME**

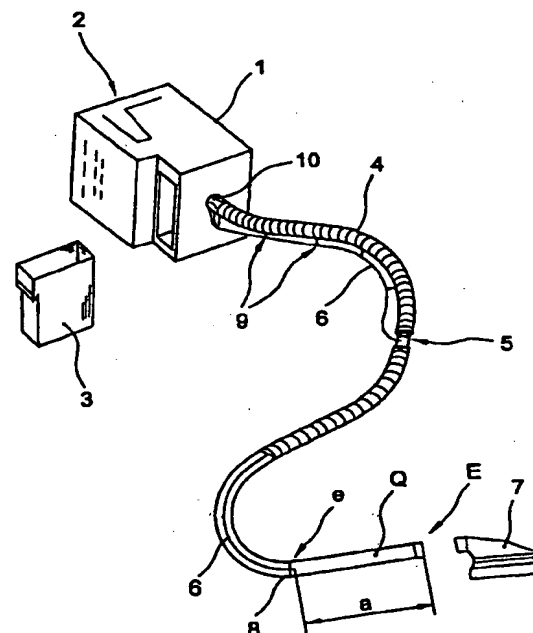
(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG ZUR ZUFUHR EINES ATEMGASES UNTER ÜBERDRUCK UND STEUERUNGSANORDNUNG ZUR STEUERUNG DERSELBEN**

**(57) Abstract**

The invention relates to a device for supplying a breathing gas placed under overpressure and to a control unit for controlling the same. The inventive device comprises a blower for delivering the breathing gas, a breathing gas line for supplying the breathing gas from the blower to a breathing mask, and a first unit for generating signals which are representative of the flow of breathing gas or which change with the flow of breathing gas. The inventive device also comprises a second unit for generating signals which are indicative of the pressure of the breathing gas and comprises a control unit for controlling the blower on the basis of both the signals which are indicative of the flow of breathing gas as well as the signals which are indicative of the pressure of the breathing gas. According to a particularly preferred embodiment of the invention, the respiration pressure is adjusted according to the cerebral activity of the person receiving artificial respiration.

**(57) Zusammenfassung**

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases unter Überdruck sowie eine Steuerungsanordnung zur Steuerung derselben. Die erfindungsgemässe Vorrichtung umfaßt eine Gebläseeinrichtung zur Förderung des Atemgases, eine Atemgasleitung zur Zufuhr des Atemgases von der Gebläseeinrichtung zu einer Atemmaske, eine erste Einrichtung zur Erzeugung hinsichtlich des Atemgasstromes repräsentativer oder sich mit dem Atemgasstrom ändernder Signale, eine zweite Einrichtung zur Erzeugung hinsichtlich des Atemgasdruckes indikativer Signale sowie einer Steuerungsanordnung zur Steuerung der Gebläseeinrichtung auf Grundlage sowohl der bezüglich des Atemgasstromes als auch der bezüglich des Atemgasdruckes indikativen Signale. Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird der Beatmungsdruck auf die Hirnaktivität der zu beatmenden Person gestimmt.



**BEST AVAILABLE COPY**

### LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Letland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidshan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland			TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	ML	Mali	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MN	Mongolei	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MR	Mauretanien	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MW	Malawi	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	MX	Mexiko		
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CG	Kongo	KE	Kenia	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CM	Kamerun			PL	Polen		
CN	China	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CU	Kuba	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CZ	Tschechische Republik	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
DE	Deutschland	LJ	Liechtenstein	SD	Sudan		
DK	Dänemark	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
EE	Estland	LR	Liberia	SG	Singapur		

## Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases unter Überdruck und Steuerungsanordnung zur Steuerung derselben

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases zu einem Patienten unter Überdruck, sowie eine Steuerungsanordnung zur Steuerung einer derartigen Vorrichtung.

Vorrichtungen der eingangs genannten Art finden insbesondere Anwendung bei der Therapie von schlafbezogenen Atmungsstörungen. Abweichend von den im allgemeinen nur kurzzeitig beispielsweise zur Zufuhr eines Anästhesiegases im Krankenhaus insbesondere im OP-Bereich verwendeten Beatmungsgeräten wird bei Schlaftherapie-Beatmungsgeräten angestrebt, dem Patienten das Atemgas in einer Weise zuzuführen, die seitens des Patienten nicht nur im Wachzustand als angenehm empfunden wird, sondern auch im Schlafzustand unter physiologischen Gesichtspunkten besonders vorteilhaft ist.

Unter den für den Langzeiteinsatz d.h., unter den für den Einsatz über viele Jahre hinweg vorgesehenen Schlaftherapie-Beatmungsgeräten, finden sich Geräte, durch welche das Atemgas beispielsweise Umgebungsluft einem spontan atmenden Patienten mit einem vorgegebenen Beatmungsdruck über einen Beatmungsschlauch einer Atemmaske zugeführt wird. Alternativ hierzu finden auch Geräte Anwendung, bei welchen der Beatmungsdruck während einer Expirationsphase des Patienten abgesenkt und während einer sich zyklisch anschließenden Inspirationsphase auf einen vorgegebenen Druckpegel erhöht wird.

Bei Beatmungsgeräten wird üblicherweise der Beatmungsdruck über eine Regeleinrichtung geregelt. Hierzu kann, wie beispielsweise aus DE 37 32 475 A1 oder FR 2 663 547 bekannt, der durch das Beatmungsgerät erzeugte Beatmungsdruck durch einen bis an den Patienten herangeführten Kontrollschlauch gemessen werden. Bei der Verwendung von Beatmungsmasken werden derartige Kontrollschläuche üblicherweise in den Beatmungsschlauch eingeschoben und münden unmittelbar in die

Atemmaske.

Im Bereich der Atemmaske ist bei derartigen Geräten eine Atemgasauslaßöffnung ausgebildet, durch welche sowohl während der Inspirationsphase als auch während der Expirationsphase ein vorgegebener Gasstrom abfließen kann. Hierdurch wird bei ständiger Nachfuhr von Atemgas ein hinreichender Austausch des Atemgases in dem Beatmungsschlauch erreicht ( $\text{CO}_2$ -Auswaschung). Je nach Auslegung der Atemgasauslaßöffnung erfolgt eine entsprechend intensive Spülung des während der Expirationsphase in den Atemschlauch hinein exhaliierten Atemgases.

Bei der Therapie von schlafbezogenen Atmungsstörungen hat es sich als vorteilhaft erwiesen, das über das Beatmungsgerät zugeführte Frischgas zu Befeuchten. Hierzu kann das angesaugte Frischgas über ein stromabwärts einer Fördereinrichtung, beispielsweise einer Gebläseeinrichtung, angeordnetes Wasserbad geleitet werden. Insbesondere bei derartigen Geräten besteht jedoch das Problem eines u.U. erheblichen Kondensateintrags sowohl in den Beatmungsschlauch als auch in den Kontrollschlauch, wodurch die Steuerung des Druckes in der Atemmaske beeinträchtigt und der Strömungswiderstand des Atemschlauches erhöht wird.

Anstelle des Kontrollschlauches ist es möglich, wie beispielsweise gemäß EP 0 288 903 A2 vorgeschlagen, einen elektronischen Druckwandler unmittelbar an der Atemmaske anzubringen und den erfaßten Druck über eine Meß-Leitung an die üblicherweise in ein CPAP-Gerät integrierte Steuerungsanordnung weiterzugeben. Diese Meßanordnung ist jedoch vergleichsweise teuer und in der Wartung aufwendig.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein für die Therapie schlafbezogener Atmungsstörungen vorgesehenes Beatmungsgerät zu schaffen, das sich durch eine hohe Funktionszuverlässigkeit sowie eine hinsichtlich des Atemgaswechsels verbesserte physiologische Verträglichkeit auszeichnet.

Hinsichtlich der Vorrichtung zur Zufuhr des Atemgases wird diese Aufgabe erfindungsgemäß durch eine Vorrichtung mit den in Patentanspruch 1 angegebenen Merkmalen gelöst.

Dadurch wird es auf vorteilhafte Weise möglich, den Beatmungsdruck in einem vergleichsweise geringen Toleranzbereich mit hoher Dynamik einem vorgegebenen Sollwert entsprechend einzustellen. Auf den bislang erforderlichen in den Beatmungsschlauch eingeschobenen und in den Bereich der Maske geführten Kontrollschlauch kann vorzugsweise vollständig verzichtet werden. Hierdurch wird zum einen eine größere effektive Querschnittsfläche des Beatmungsschlauches sowie eine Verringerung der im maskenseitigen Ende des Beatmungsschlauches mit dem exhalieren Atemgas in Kontakt tretenden Schlauchflächen erreicht. Der Beatmungsschlauch kann auf vergleichsweise einfache Weise gereinigt werden. Ferner besteht in erheblich geringerem Maße das Problem, daß der bislang erforderliche Kontrollschlauch sich im Laufe einer längeren Schlafphase des Patienten zusetzt. Durch die Verringerung des Strömungswiderstandes des Beatmungsschlauches aufgrund der größeren und atemungstechnisch günstigeren Strömungsquerschnittsfläche wird auch eine bessere Exhalationscharakteristik erreicht, da das Atemgas während der Exhalation unter einem geringeren respiratorischen Widerstand in den Beatmungsschlauch zurückgeführt werden kann.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung umfaßt eine vorzugsweise durch einen Motor und ein damit gekoppeltes Laufrad gebildete Gebläseeinrichtung zur Förderung des Atemgases sowie eine durch einen elektronischen und vorzugsweise programmierbaren Schaltkreis gebildete Steuerungsanordnung zur Steuerung der Förderung des Atemgases, insbesondere zur Steuerung der Drehzahl des Motors der Gebläseeinrichtung.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist stromabwärts der Gebläseeinrichtung eine Befeuchtungseinrichtung vorgesehen, durch welche das Atemgas mit Wasser und ggf. gewünschten Wirkstoffen befrachtet werden kann.

Die Förderung des Atemgases zu der Atemmaske erfolgt unter Verwendung einer flexiblen Beatmungsschlauchleitung, die gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung mehrteilig ausgebildet ist.

In diese Beatmungsschlauchleitung ist in vorteilhafter Weise eine Einrichtung zur Ableitung etwaig sich in der Beatmungsschlauchleitung bildenden Kondensats vor-

gesehen. Diese Einrichtung kann durch ein Diaphragma beispielsweise aus einem porösen Material oder auch durch wenigstens eine kleinere Bohrung gebildet sein. Die erfindungsgemäße Vorrichtung umfaßt eine Druckerfassungseinrichtung zur Erzeugung eines Drucksignales für die Steuerungsanordnung, wobei die Druckerfassungseinrichtung den Druck im Bereich des Beatmungsschlauches an einer Meßstelle erfaßt, die von einem maskenseitigen Schlauchende stromaufwärts beabstandet ist. Dadurch wird es auf vorteilhafte Weise möglich, ein gleichmäßiges und von nicht repräsentativen Oberwellen weitgehend befreites Drucksignal zu erzeugen. Aufgrund des vorzugsweise größeren Abstandes der Meßstelle von der Atemmaske besteht zudem in erheblich geringerem Maße das Problem, daß die Meßwerterfassung durch Kondensat oder Auswurf beeinträchtigt wird.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung erstreckt sich zwischen der Meßstelle und dem maskenseitigen Schlauchende eine Ausgleichsstrecke, deren Länge wenigstens dem 9-fachen Innendurchmesser des Beatmungsschlauches entspricht. Hierdurch wird mittels des der Atemmaske vorgelagerten Ausgleichsraumes eine hinreichend gleichmäßige Meßwerterfassung erreicht. Die Länge der Ausgleichsstrecke kann für Personen mit großem Lungenvolumen oder Neigung zu Auswurf vergrößert werden. Insbesondere bei der Zufuhr stark befeuchteten Atemgases oder zur noch weiteren Verringerung des Atmungswiderstandes ist es möglich, die Meßstelle unmittelbar in den Anfangsbereich der Beatmungsschlauchleitung oder noch in dem CPAP-Gerät vor den Schlauchanschlußbereich jedoch vorzugsweise nach (stromabwärts) einer ggf. vorgesehene Befeuchtungseinrichtung anzuordnen.

Die Meßstelle ist mit Vorteil stromabwärts einer in der Befeuchtungseinrichtung gebildeten Befeuchtungszone angeordnet. Hierdurch wird es möglich, etwaige durch die Befeuchtungseinrichtung hervorgerufenen Störeinflüsse weitgehend zu kompensieren. Beispielsweise kann die Meßstelle in einem Anschlußkrümmer oder einem Deckelement eines Befeuchtungsbehälters angeordnet sein. Die Meßstelle ist mit Vorteil derart gewählt, daß nur der statische Druck an dieser Stelle gemessen wird. Durch zusätzliche Erfassung des absoluten Druckes oder des dynamischen Druckes ist es möglich, zusätzlich den momentanen Volumenstrom zu erfassen. Ferner ist es möglich, den momentanen Volumenstrom anhand der seitens der Gebläseeinrichtung bezogenen Leistung oder der Drehzahl der Gebläseeinrichtung unter Berücksichtigung

des Gebläseeinrichtungs-Kennfeldes zu ermitteln.

Die Meßstelle wird in vorteilhafter Weise durch den Ort der Mündung einer in die Beatmungsschlauchleitung mündenden Meßleitung bestimmt. Hierbei ist die Meßstelle vorzugsweise in einem sich zwischen der Beatmungsschlauchleitung und der Befeuchtungszone erstreckenden Atemgas-Leitungsabschnitt angeordnet.

Eine besonders preisgünstig realisierbare Ausführungsform der Erfindung ist hierbei dadurch gegeben, daß die Meßstelle sich im Inneren der Beatmungsschlauchleitung befindet.

Eine im Hinblick auf eine besonders präzise Steuerung der Atemgaszufuhr vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gegeben, daß die Steuerungsanordnung eine Recheneinrichtung umfaßt, die das Übertragungsverhalten des Abschnittes der Beatmungsschlauchleitung zwischen der Meßstelle und dem maskenseitigen Ende der Schlauchleitung in Abhängigkeit von dem momentanen Atemgasstrom oder eines für die Gebläsemotordrehzahl oder dem Motorleistungsbezug indikativen Meßwertes berücksichtigt. Das Übertragungsverhalten der Beatmungsschlauchleitung kann durch ein Kennfeld oder eine beispielsweise durch mehrere Stützpunkte definierte Funktion auf einem Speicherelement gespeichert sein.

Die Meßleitung ist in vorteilhafter Weise durch einen innerhalb der Beatmungsschlauchleitung geführten Schlauch gebildet, wobei dessen Länge innerhalb der Beatmungsschlauchleitung um mehr als das 9-fache des Innendurchmessers der Beatmungsschlauchleitung kürzer ist, als die Beatmungsschlauchleitung. Hierdurch wird auf einfache Weise erreicht, daß die Meßstelle hinreichend weit von der Maske beabstandet ist. Der erfindungsgemäß vorgeschlagene Abstand der Meßstelle von der Atemmaske kann im Wege der Nachrüstung durch Aufstecken eines Zwischenelementes zwischen Atemmaske und Beatmungsschlauchleitung erreicht werden. Ein derartiges Zwischenelement kann auf einfache Weise gereinigt werden.

Eine im Hinblick auf eine besonders günstige Handhabung und Pflege der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gegeben, daß die Meßleitung mit einem Muffenelement gekoppelt ist, das mit einem geräte-

seitigen Endabschnitt der Beatmungsschlauchleitung verbindbar ist. In vorteilhafter Weise kann hierbei durch Abziehen des Muffenelementes auch die Meß-Schlauchleitung aus der Beatmungsschlauchleitung herausgezogen werden. Auf fertigungs- und wartungstechnisch günstige Weise kann die Meßleitung über das Muffenelement aus dem Atemgaszufuhrweg herausgeführt werden.

Hinsichtlich einer Steuerungsanordnung zur Steuerung der Zufuhr eines Atemgases zu einer Atemmaske wird die eingangs angegebene, der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe erfindungsgemäß gelöst indem diese die Schritte Fördern des Atemgases mittels einer Gebläseeinrichtung, Leiten des Atemgases durch eine Beatmungsschlauchleitung zu einer Atemmaske, Messen des Druckes an einer Meßstelle stromaufwärts der Atemmaske, die stromabwärts der Befeuchtungseinrichtung angeordnet ist und von dem maskenseitigen Ende der Beatmungsschlauchleitung um mehr als das 9-fache des Innendurchmessers der Beatmungsschlauchleitung beabstandet ist, sowie Einstellen der Drehzahl oder Förderleistung des Motors der Gebläseeinrichtung auf Grundlage des erfaßten Druckes, veranlaßt, gelöst. Hierdurch wird es, wie vorangehend zur erfindungsgemäßen Vorrichtung beschrieben, möglich, eine für den zu beatmenden Patienten günstigere Beatmungscharakteristik zu erreichen.

Insbesondere in Kombination mit den angegebenen Maßnahmen, aber auch unabhängig davon, ist es gemäß einem weiteren Lösungsgedanken der Erfindung in vorteilhafter Weise möglich, ein Atemgas zu einer Atemmaske mittels einer über eine Atemgasleitungseinrichtung angeschlossenen Gebläseeinrichtung zuzuführen, wobei der momentane Atemgasstrom ermittelt wird und auf Grundlage des momentanen Atemgasstromes der eintretende Druckabfall entlang der Atemgasleitungseinrichtung zwischen Gebläseeinrichtung und Atemmaske errechnet wird, und die Drehzahl oder die Förderleistung der Gebläseeinrichtung unter Berücksichtigung des eintretenden Druckabfalls derart eingestellt wird, daß der Druck im Inneren der Atemmaske einen vorgegebenen Soll-Druckpegel erreicht.

Der Soll-Druckpegel ist in vorteilhafter Weise nicht statisch, sondern alterniert während eines Atemzyklus entsprechend einem vorgewählten zeitlichen Verlauf. Der zeitliche Verlauf des Soll-Druckpegels ist gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung auf den physiologischen Momentanzustand, insbesondere



den Schlafzustand und die Körperposition, einer atmenden Person abgestimmt.

Eine besonders vorteilhafte Abstimmung des zeitlichen Verlaufes des Beatmungsdruckes zur Zufuhr eines Atemgases zu einer Atemmaske mittels einer über eine Atemgasleitungseinrichtung angeschlossenen Gebläseeinrichtung kann auch dadurch erreicht werden, daß der zeitliche Verlauf des Soll-Druckpegels auf die momentane Gehirnaktivität der atmenden Person abgestimmt wird.

Hierzu ist es gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung möglich, Mittel vorzusehen, durch welche der zeitliche Verlauf des Soll-Druckpegels im Einklang mit dem ermittelten Schlafprofil bestimmt wird.

Die Gehirnaktivität kann vorzugsweise durch am Körper insbesondere am Kopf der atmenden Person angebrachte Mittel insbesondere Elektroden erfaßt werden.

Eine besonders günstige und auch zur Anwendung im häuslichen Bereich vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gegeben, daß die Gehirnaktivität unter Verwendung einer auf der Stirn der atmenden Person angebrachten Elektrode erfaßt wird. Eine derartige Elektrode kann beispielsweise in der Form eines Klebestreifens auf einfache Weise angebracht werden.

Gem. einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Steuerungsanordnung zur Steuerung der Gebläseeinrichtungsdrehzahl derart ausgebildet, daß diese auf Grundlage der hinsichtlich des Atemgasflusses indikativen Signale ein zwischen der Drucksignalabgriffsstelle und dem atemmaskenseitigen Ende des Beatmungsschlauches entstehendes Druckgefälle ermittelt. Die Richtung dieses Druckgefälles hängt von der momentanen Strömungsrichtung des Atemgases in dem Beatmungsschlauch ab.

In besonders vorteilhafter Weise ist die Steuerungsanordnung derart ausgebildet, daß diese den seitens der Atemgasfördereinrichtung bereitgestellten Beatmungsdruck im Rahmen eines Inspirationsvorganges auf einen entsprechend dem erwarteten Druckabfall höheren Druckpegel einstellt.

Für einen Expirationsvorgang wird seitens der Steuerungsanordnung der durch die Fördereinrichtung erzeugte Atemgasdruck auf einen entsprechend verminderten Druckpegel eingestellt. Gem. einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Einrichtung zur Erzeugung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale im Bereich der Gebläseeinrichtung angeordnet, vorzugsweise in das CPAP-Gerät integriert. Die derart gewonnenen Meßsignale können hierbei auf günstige Weise unmittelbar in eine auf einer entsprechenden Steuerungsplatine vorgesehene Schaltung geleitet werden.

Eine besonders zuverlässige und hinsichtlich der präzisen Erfassung des momentanen Atemgasstromes vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gegeben, daß die Einrichtung zur Erzeugung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale als Staudruckfassungseinrichtung ausgebildet ist. Diese Staudruckfassungseinrichtung umfaßt gem. einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung eine erste, der Atemgasförderrichtung (Richtung vom CPAP-Gerät zur Maske) entgegengerichtete Staudruckabgriffsöffnung und eine in Atemgasförderrichtung weisende zweite Staudruckabgriffsöffnung. Die hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale können vorzugsweise durch eine Differenzdruckmessung zwischen den im Bereich der jeweiligen Staudruckabgriffsöffnungen herrschenden Drücken ermittelt werden. Gem. einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung sind jedoch die beiden Staudruckabgriffsöffnungen über eine Leitungseinrichtung verbunden, wobei in diese Leitungseinrichtung eine Meßanordnung zur Erfassung der in der Leitungseinrichtung herrschenden Strömung, vorgesehen ist.

Alternativ zu einer derartigen Gewinnung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale ist es auch möglich, diese Signale durch eine Meßanordnung zu erzeugen, die einen Meßkanalabschnitt mit einer definierten Kanalverengung aufweist. Vorzugsweise befindet sich innerhalb des verengten Kanalabschnittes sowie unmittelbar davor oder danach jeweils eine Druckabgriffsstelle. Die an den jeweiligen Abgriffsstellen herrschenden Drücke werden gem. einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung mittels einer Differenzdruck-Erfassungseinrichtung erfaßt und unter Berücksichtigung einer für diese Meßanordnung ermittelten Kennlinie ausgewertet.

Weitere Einzelheiten und Merkmale ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung mehrerer bevorzugter Ausführungsbeispiele der Erfindung in Verbindung mit der Zeichnung. Es zeigt:

- Fig. 1** eine vereinfachte perspektivische Ansicht einer Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases gemäß einer ersten bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 2** eine vereinfachte Prinzipdarstellung einer Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 3** ein Diagramm zur Erläuterung des steuerungsseitig berücksichtigten Übertragungsverhaltens der Ausgleichsstrecke a;
- Fig. 4** eine vereinfachte perspektivische Ansicht einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung mit einem Atemschlauchsystem dessen geräteseitige Schlauchanschlußstruktur mehrteilig ausgebildet ist.
- Fig. 5** eine vereinfachte Prinzipskizze zur Erläuterung einer bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorzugsweise vorgesehenen Meßanordnung;
- Fig. 6** eine vereinfachte Schnittansicht einer zu der gem. Fig. 5 gezeigten Meßanordnung alternativen Meßanordnung;
- Fig. 7** eine vereinfachte Schnittansicht durch ein CPAP-Gerät mit einer Meßanordnung gem. Fig. 5.

Die gemäß Fig. 1 dargestellte Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases umfaßt eine in einem Gehäuse 1 aufgenommene, hier durch eine Gebläseeinrichtung (nicht sichtbar) gebildete Atemgasfördereinrichtung. Das durch die Gebläseeinrichtung über einen Einlaßbereich 2 angesaugte Atemgas wird durch in dem Gehäuse 1 ausgebildete Kanäle zu einer Befeuchtungseinrichtung geführt, die ebenfalls in dem Gehäuse 1

aufgenommen ist.

Die Befeuchtungseinrichtung umfaßt einen Flüssigkeitsbehälter 3, der zum Nachfüllen oder Reinigen aus dem Gehäuse 1 entnommen werden kann. Die in dem Flüssigkeitsbehälter 3 aufgenommene Flüssigkeit ist über eine Heizeinrichtung erwärmbar. Die Heizeinrichtung ist bei der gezeigten Vorrichtung durch eine Mikrowellen-Heizeinrichtung gebildet. Der Flüssigkeitsbehälter 3 ist aus einem transparenten Glas- oder Kunststoffwerkstoff gefertigt. Das durch die Gebläseeinrichtung geförderte Atemgas gelangt über eine obere Öffnung des Flüssigkeitsbehälters in diesen hinein und nimmt hierbei Feuchtigkeit auf. Das befeuchtete Atemgas gelangt anschließend in einen Auslaßstutzen, auf welchen ein Beatmungsschlauch 4 aufgesteckt ist.

Der Beatmungsschlauch 4 ist aus einem flexiblen Material gebildet und mit einer Spiraleinlage versehen. Bei der hier gezeigten Ausführungsform ist der Beatmungsschlauch 4 zweiteilig aus zwei in etwa gleich langen Hälften ausgebildet und über eine Verbindungsmuffe 5 zusammengefügt.

Der Beatmungsschlauch 4 ist mit einer Meßleitung 6, versehen, die sich teils innerhalb, teils außerhalb des Beatmungsschlauches erstreckt. Die Durchführung der Meßleitung 6 nach Innen in den Beatmungsschlauch 4 erfolgt hier über die Verbindungsmuffe 5. Über die genannte Verbindungsmuffe 5 ist die Meßleitung 6 derart innerhalb des Beatmungsschlauches 4 fixiert, daß das vordere Ende  $e$  in einem Abstand  $a$  stromaufwärts von dem vorderen Ende  $E$  des Beatmungsschlauches beabstandet ist. Der Abstand  $a$  zwischen den beiden Enden  $e$ ;  $E$  ist derart bemessen, daß zwischen der durch das Ende  $e$  der Meßleitung örtlich definierten Meßstelle und der hier durch das Bezugszeichen 7 gekennzeichneten Atemmaske ein Ausgleichsraum  $Q$  gebildet ist, dessen Volumen wenigstens  $9 \cdot D \cdot A$  beträgt, wobei  $D$  der Innendurchmesser des Beatmungsschlauches und  $A$  die Querschnittsfläche desselben ist. Durch Abziehen der Verbindungsmuffe 5 kann die Meßleitung 6 auf einfache Weise aus dem Beatmungsschlauch 4 herausgezogen werden.

Die Meßleitung 6 ist im Bereich des Endes  $e$  innerhalb des Beatmungsschlauches 4 zentriert. Hierzu ist ein hier nur angedeutet dargestelltes Zentrierelement 8 vorgesehen, das drei sternartig angeordnete Fußelemente aufweist, die im Querschnitt strom-

linienförmig ausgebildet sind. Die aus der Verbindungsmuffe herausgeführte Meßleitung 6 ist durch mehrere Halteklammern 9 an dem Beatmungsschlauch 4 befestigt. Geräteseitig ist die Meßleitung 6 über einen an dem Beatmungsschlauch 4 befestigten Anschlußstecker 10 mit einem seitens des Gehäuses 1 vorgesehenen Meßanschluß gekoppelt.

Alternativ zu der dargestellten Ausführungsform mit langem (zweiteiligen) Beatmungsschlauch 4 ist es auch möglich, die Verbindungsmuffe 5 unmittelbar auf den befeuchterseitig vorgesehenen Auslaßstutzen aufzusetzen und die hierzu verkürzte Meßleitung entsprechend anzuschließen. Die über die Meßleitung am stromaufseitigen Anfang des Ausgleichsraumes Q gemessenen Druckpegel werden durch eine in dem Gehäuse 1 angeordnete Rechneinrichtung unter Berücksichtigung des momentanen Atemgasvolumenstromes bzw. diesbezüglich indikativer Signale verarbeitet.

In Fig. 2 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung vereinfacht dargestellt. Bei der gezeigten Ausführungsform befindet sich die Meßstelle unmittelbar am Ausgang des hier insgesamt durch das Bezugszeichen 11 gekennzeichneten Befeuchters und somit in einem stromabwärts einer Befeuchtungszone liegenden Abschnitt. Auf den herkömmlicherweise verwendeten, in der Atemgasleitung geführten Meßschlauch kann hierbei vollständig verzichtet werden. Der Befeuchter 11 umfaßt neben dem Flüssigkeitsbehälter 3 eine Einrichtung 12 zur spiralartigen Verwirbelung des zugeführten Atemgases. Hierdurch wird eine intensivere Befeuchtung des Atemgases und eine nochmals verbesserte Auslöschung der gebläseseitig erzeugten Geräusche erreicht. Die Meßstelle ist über die Meßleitung 4 mit einem Drucksensor p gekoppelt welcher wiederum an einen AID Wandler 13 angeschlossen ist. Der AID Wandler 13 ist mit einer Steuerungsanordnung 14 verbunden.

Diese Steuerungsanordnung verarbeitet eine Vielzahl von Eingangsgrößen wie beispielsweise die über einen Drehzahlsensor ermittelte Gebläseeinrichtungsdrehzahl ggf. auch den Leistungsbezug des Antriebsmotors der Gebläseeinrichtung 5. Auf den bei der ersten Ausführungsform innerhalb des Beatmungsschlauches 4 geführten Meßleitungsabschnitt wird bei dieser Ausführungsform vollständig verzichtet, wodurch ein besonders geringer Atmungswiderstand gegeben ist.

Die gezeigte Steuerungsanordnung 14 verarbeitet zusätzlich Signale auf Grundlage elektroenzephalografisch erfaßter Körperpotentiale der zu beatmenden Person. Hierzu sind lediglich vereinfacht dargestellt ein Zwischenrechner 16 und eine daran angeschlossene zur Selbstapplikation geeignete Elektrode 17 vorgesehen.

In Fig. 3 ist schematisch das seitens der Steuerungsanordnung 14 berücksichtigte Übertragungsverhalten des Ausgleichsraumes Q dargestellt. Sowohl beim Einatmen, als auch beim Ausatmen wird der über den Ausgleichsraum Q entstehende Druckgradient auf Grundlage eines abgespeicherten Kennfeldes bzw. einer gespeicherten Funktion in Abhängigkeit von dem momentanen Volumenstrom ermittelt.

In Fig. 4 ist ein weiteres bevorzugtes Ausführungsbeispiel der Erfindung dargestellt. Die im Rahmen der vorangegangenen Beschreibung erläuterten Komponenten sind hier mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

Bei der hier gezeigten Ausführungsform ist vor dem zum Anschluß des Atemschlauches 4 vorgesehenen Anschlußstecker 10 ein Meßschlauchdurchführungselement 20 vorgesehen, über welches die hier als Meßschlauch ausgebildete Meßleitung 6 in den Beatmungsschlauch 4 eingeführt ist. Das Meßschlauchdurchführungselement 20 ist mit dem entsprechenden Endabschnitt des Beatmungsschlauches 4 in abdichtender Weise lösbar verbunden. Bei der gezeigten Anordnung wird es möglich, den Beatmungsschlauch und die Meßleitung als eine Einheit von dem geräteseitigen Anschlußabschnitt abziehen und anschließend auf einfache Weise die Meßleitung 6 bzw. den Meßschlauch gemeinsam mit dem Meßschlauchdurchführungselement von dem Beatmungsschlauch 4 abziehen. Das erfindungsgemäß vorgeschlagene Längenverhältnis von Meßschlauch und Beatmungsschlauch wird in vorteilhafter Weise durch eine Fixierung des Meßschlauches in dem Meßschlauchdurchführungselement 20 erreicht. Der Beatmungsschlauch 4 ist hier verkürzt dargestellt. Der aus dem Beatmungsschlauch herausgeführte Meßschlauch ist im Seitenbereich des Gerätes über eine entsprechende Anschlußstruktur mit einem im Inneren des Gehäuses 1 vorgesehenen elektrischen Druckwertgeber verbunden. Der Innendurchmesser des Beatmungsschlauches 4 liegt vorzugsweise im Bereich von ca. 18 bis 35 mm. Der Außendurchmesser des Meßschlauches 6 liegt vorzugsweise im Bereich von 4 bis 8 mm.

Die in Fig. 5 gezeigte Meßanordnung einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist in ein CPAP-Gerät integriert.

Bei der gezeigten Meßanordnung sind ein erstes Staudruckabgriffselement 21 und ein zweites Staudruckabgriffselement 22 vorgesehen, die bei der hier gezeigten Ausführungsform über eine Meßleitung 23a und 23b miteinander verbunden sind. In der Meßleitung 23a, 23b ist eine Volumenstromerfassungseinrichtung 24 vorgesehen, über welche der durch die Meßleitung 23a, 23b fließende Gasstrom erfaßt wird. Auf Grundlage dieses derart erfaßten Volumenstromes kann der Atemgasstrom V in der Atemgasleitung 25 ermittelt werden.

Alternativ zu der gezeigten Volumenstromerfassungseinrichtung 24 ist es auch möglich, hier eine Differenzdruckerfassungseinrichtung vorzusehen und damit lediglich den Differenzdruck zwischen den durch die Staudruckabgriffselemente 21 und 22 ermittelten Druckpegeln zu erfassen.

Die Staudruckabgriffselemente 21 und 22 sind bei der hier dargestellten Ausführungsform durch zwei Rohrstutzen gebildet, die jeweils im wesentlichen senkrecht zu einer Längsmittelachse 26 der Atemgasleitung 25 ausgerichtet sind und sich nahe der Innenwandung der Atemgasleitung erstrecken. Das erste Staudruckabgriffselement 21 weist eine erste Druckabgriffsöffnung 27a auf, die sich auf einem stromaufwärts weisenden Seitenwandungsabschnitt des Staudruckabgriffselementes 21 befindet.

Eine an dem zweiten Staudruckabgriffselement 22 vorgesehene zweite Druckabgriffsöffnung 27b befindet sich auf einem stromabwärts gewandten Seitenflächenabschnitt des Staudruckabgriffselementes 22. Die beschriebenen Staudruckabgriffselemente 21 und 22 können alternativ auch in ein einziges Meßorgan integriert sein.

Stromabwärts der durch die Staudruckabgriffselemente 21 und 22 gebildeten Einrichtung zur Erzeugung von hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signalen befindet sich eine Druckabgriffsstelle 28 zur Erfassung des statischen Druckes innerhalb der Atemgasleitung 25. Bei der Verwendung eines Atemgasbefeuchters zur Bereitstellung eines befeuchteten Atemgases befindet sich diese Druckabgriffsstelle vorzugsweise unmittelbar in Strömungsrichtung nach diesem Atemgasbefeuchter.

Die Druckabgriffsstelle 28 ist bei der hier gezeigten Ausführungsform über eine dünne Schlauchleitung 29 an einen Meßwertumformer 30 angeschlossen. Dieser Meßwertumformer 30 steht über eine Datenleitung 31 mit einer Steuerungsanordnung 32 in Verbindung. Dieser Steuerungsanordnung 32 werden ferner die seitens der Volumenströmerfassungseinrichtung hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale über eine weitere Meßleitung 34 zugeführt.

Die über die Meßleitung 31 und die Meßleitung 34 der Steuerungsanordnung 32 zugeführten Signale werden in der Steuerungsanordnung 32 gemeinsam bei der Regelung der Förderleistung eines Gebläses, insbesondere der Steuerung der Drehzahl eines Motors des Gebläses berücksichtigt. Die Steuerungsanordnung umfaßt hierzu in vorteilhafter Weise wenigstens eine Speichereinrichtung, in welcher eine vorbestimmte Auswertungsprozedur sowie insbesondere auch nicht-lineare Zusammenhänge zwischen Atemgasstrom und Druckabfall gespeichert sind.

Die in der Speichereinrichtung gespeicherten bzw. die in der Steuerungsanordnung implementierten Regelprozeduren sind vorzugsweise veränderbar, insbesondere über eine Schnittstelleneinrichtung. Vorzugsweise ist die Speichereinrichtung zumindest teilweise durch eine auswechselbare Speicherkarte gebildet.

Alternativ zu der vorangehend beschriebenen Anordnung zur Erfassung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale ist es auch möglich, diese Signale durch eine in Fig. 6 vereinfacht dargestellte Meßanordnung zu gewinnen. Bei der in Fig. 6 gezeigten Meßanordnung ist in der Atemgasleitung 25 eine Engstelle 35 ausgebildet, durch welche eine definierte Verengung des Durchgangsquerschnittes der Atemgasleitung 2 erreicht wird. Über eine erste Druckabgriffsstelle 36 wird bei der gezeigten Ausführungsform der Druck in der Atemgasleitung 25 in einem Bereich unmittelbar vor der Engstelle 35 erfaßt. Über eine zweite Druckabgriffsstelle 37 kann der statische Druck im Bereich der Engstelle 35 ermittelt werden.

Die an den beiden Druckabgriffsstellen 36 und 37 abgegriffenen Pegel können analog zu der in Fig. 5 gezeigten Meßanordnung einem Meßwertumformer 30' zugeführt werden, über welchen wiederum die hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale erzeugt werden. Es ist möglich, bereits über diesen Meßwertumformer etwaige Nichtli-



nearitäten der beschriebenen Meßanordnung zu kompensieren. Auch die in Fig. 6 beschriebene Meßanordnung befindet sich in vorteilhafter Weise in unmittelbarer Nähe einer Gebläseeinrichtung im Inneren eines CPAP-Gerätes.

In Fig. 7 ist ein derartiges CPAP-Gerät dargestellt, welches eine hier durch eine Gebläseeinrichtung 38 gebildete Atemgasfördereinrichtung aufweist. Die Förderleistung der Gebläseeinrichtung insbesondere die Drehzahl eines Laufrades der Gebläseeinrichtung wird über die hier nur vereinfacht dargestellte Steuerungsanordnung 32 gesteuert. Die Drehzahl des Laufrades wird hierbei über die Steuerungsanordnung 32 sowohl unter Berücksichtigung des Atemgasstromes als auch in Abhängigkeit von dem vorzugsweise noch innerhalb eines CPAP-Gerätes abgegriffenen oder noch in Nähe des CPAP-Gerätes abgegriffenen statischen Druck innerhalb der Atemgasleitung gesteuert. Zur Erfassung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale ist bei dem hier vereinfacht dargestellten Gerät eine Staudruckerfassungseinrichtung vorgesehen, die in ihrem Aufbau im wesentlichen der vorangehend in Verbindung mit Fig. 5 beschriebenen Staudruckerfassungseinrichtung entspricht. Bei der hier gezeigten Ausführungsform ist abweichend von der in Fig. 5 beschriebenen Ausführungsform der Drucksensor zur Erfassung des Druckes innerhalb der Atemgasleitung 25 durch einen elektronischen Drucksensor gebildet, der unmittelbar d.h., ohne Zwischenschaltung des gem. Fig. 5 vorgesehenen Meßwertumformers 30 an die Steuerungsanordnung 32 angeschlossen ist. Bei der Verwendung einer dem eigentlichen CPAP-Gerät nachgeschalteten Atemgasbefeuchtungsvorrichtung ist es möglich, die Druckabgriffsstelle zur Ermittlung des innerhalb der Atemgasleitung herrschenden Druckes unmittelbar nach der Atemgasbefeuchtungsvorrichtung vorzusehen. Ggf. ist hierzu ein weiterer Meßwertumformer vorgesehen, der wahlweise über einen kurzen Verbindungsschlauch mit einem der Befeuchtungseinrichtung abfolgenden Bereich der Atemgasleitung koppelbar ist.

Die Steuerungsanordnung 32 ist derart ausgebildet, daß diese zur Berücksichtigung des momentanen Atemgasstromes den Druckabfall zwischen der Druckabgriffsstelle 28 und dem maskenseitigen Ende des Beatmungsschlauches kompensiert. Dadurch wird es möglich, auf den bislang erforderlichen, üblicherweise innerhalb des Beatmungsschlauches geführten Druckmeßschlauch zu verzichten. Hierdurch wird ein deutlich verringerter Atmungswiderstand sowie eine vereinfachte Reinigung des Beatmungsschlauches erreicht.

Das Übertragungsverhalten der der Druckabgriffsstelle 28 abfolgenden Schlauchleitung wird innerhalb der Steuerungsanordnung 32 durch entsprechende Kennfelder oder Funktionen berücksichtigt. Das Übertragungsverhalten dieser Meßstrecke wird im wesentlichen durch den Querschnitt des Atemgasschlauches und die Länge des Atemgasschlauches bestimmt. Mit der beschriebenen Anordnung kann der innerhalb einer Beatmungsmaske herrschende Druck in einem extrem geringen Toleranzbereich eingestellt werden. Vorzugsweise ist die Vorrichtung mit einer Einstelleinrichtung versehen, über welche der Schlauchwiderstand, die Schlauchlänge oder die V-Abhängigkeit einstellbar ist.

Die Regelung erfolgt hierbei unter der Zielsetzung, daß gilt :

$$p_{\text{stat}} + v^2 \rho / 2 + v^2 \xi + Y_{(dp/dt)} = p_{\text{soll}}(t)$$

Wobei:	$p_{\text{stat}}$	=	statischer Druck an der Druckmeß-Stelle;
	$\rho$	=	Dichte des Atemgases;
	$v$	=	Geschwindigkeit des Atemgases im Bereich der Druckabgriffsstelle;
	$\xi$	=	Widerstandsbeiwert der Atemgasleitung im Bereich zwischen der Druckabgriffsstelle und der Mündung zur Maske ggf. aus Kennfeld;
	$p_{\text{soll}}(t)$	=	momentaner statischer Solldruckpegel im Bereich der Atemmaske;
	$Y$	=	Korrekturbeiwert für das Druckspeicherverhalten der Atemgasleitung

## Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases zu einem Patienten, mit:  
einer Gebläseeinrichtung (38) zur Förderung des Atemgases,  
einer Atemgasleitung zur Zufuhr des Atemgases von der Gebläseeinrichtung zur einer Atemmaske,  
einer ersten Einrichtung zur Erzeugung hinsichtlich des Atemgasstromes repräsentativer oder sich mit dem Atemgasstrom ändernder Signale,  
einer zweiten Einrichtung (28, 29, 30) zur Erzeugung hinsichtlich des Atemgasdruckes indikativer Signale,  
und einer Steuerungsanordnung (32) zur Steuerung der Gebläseeinrichtung (38) auf Grundlage sowohl der bzgl. des Atemgasstromes als auch der bezüglich des Atemgasdruckes indikativen Signale.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung derart ausgebildet ist, daß diese auf Grundlage der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale ein zwischen einer Druckabgriffstelle (28) und einem atemmaskenseitigen Ende des Beatmungsschlauches entstehendes Druckgefälle bestimmt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung (32) im Rahmen eines Inspirationsvorganges den seitens der Fördereinrichtung (38) erzeugten Förderdruck auf einen entsprechend dem entlang der Atemgasleitung erwarteten Druckabfall höheren Druckpegel einstellt.
4. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 3,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung (32) im Rahmen eines Expirationsvorganges den seitens der Fördereinrichtung erzeugten Druck auf einen entsprechend dem entlang der Atemgasleitung erwarteten Druckabfall verminderten Druckpegel einstellt.

5. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zur Erzeugung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale im Bereich der Gebläseeinrichtung (38) angeordnet ist.
6. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zur Erzeugung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale eine Staudruckerfassungseinrichtung oder einen Meßkanalabschnitt mit einer definierten Leitungsverengung (35) aufweist.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zur Erzeugung der hinsichtlich des Atemgasstromes indikativen Signale eine der Atemgasförderrichtung entgegengerichtete erste Staudruckabgriffsöffnung (27a) und eine der Atemgasförderrichtung abgewandte zweite Druckabgriffsöffnung (27b) aufweist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Staudruckabgriffsöffnungen (27a, 27b) über eine Leitungseinrichtung (23a, 23b) verbunden sind, und daß eine Strömungsmeßeinrichtung (24) vorgesehen ist, zur Messung des Stromes in der Leitungseinrichtung (23a, 23b).
9. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß eine Differenzdruckmeßeinrichtung vorgesehen ist, zur Messung einer Druckdifferenz zwischen der ersten und der zweiten Staudruckabgriffsöffnung (27a, 27b).
10. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zur Erzeugung hinsichtlich des Atemgasstromes indikativer Signale die Drehzahl des Gebläsemotors oder des Gebläseleistungsbezuges indikative Signale erfasst.

11. Vorrichtung nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet, daß eine Differenzdruckerfassungseinrichtung vorgesehen ist, zur Erfassung einer Druckdifferenz zwischen einer Druckabgriffsstelle im Bereich der Engstelle (35) und einem Bereich unmittelbar vor oder nach der Engstelle (35).

12. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 11,

dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung derart ausgebildet ist, daß diese den Motorleistungsbezug und den an der Druckmeßstelle herrschenden Druck erfasst und die Motorleistung in Abhängigkeit von diesen beiden erfassten Größen derart einstellt, daß der Druck im Bereich der Meßstelle einen Betrag erreicht der entsprechend dem zwischen Maske und Druckmeßstelle vorhandenen momentanen Druckgefälle über (Inspirationsphase) oder unter (Expirationsphase) dem Beatmungssolldruck liegt.

13. Vorrichtung zur Zufuhr eines Atemgases zu einem Patienten mit:

- einer Gebläseeinrichtung zur Förderung des Atemgases,
- einer Steuerungsanordnung zur Steuerung der Förderung des Atemgases,
- einem Beatmungsschlauch zur Zufuhr des Atemgases zu einer Atemmaske, und
- einer Druckerfassungseinrichtung zur Erzeugung eines Drucksignales für die Steuerungsanordnung, wobei

die Druckerfassungseinrichtung den Druck im Bereich des Beatmungsschlauches an einer Meßstelle erfaßt, die von einem maskenseitigen Schlauchende stromaufwärts beabstandet ist und eine Steuerungsanordnung vorgesehen ist, die die Förderleistung der Turbine unter Berücksichtigung eines hinsichtlich des momentanen Atemgasstromes indikativen Signales und dem an der Meßstelle erfaßten Druckpegel derart steuert, daß während eines Inspirationsvorganges an der Meßstelle ein Druckpegel herrscht, der von einem Masken-Solldruck um einen Differenzdruckbetrag abweicht, der dem vom momentanen Atemgasstrom abhängigen Druckabfall zwischen Maske und Meßstelle entspricht.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13,

dadurch gekennzeichnet, daß sich zwischen der Meß-Stelle und dem maskenseitigen Schlauchende eine Ausgleichsstrecke erstreckt, deren Länge wenigstens dem 9-fachen Innendurchmesser des Beatmungsschlauches entspricht.

15. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstelle stromabwärts einer in der Befeuchtungseinrichtung gebildeten Befeuchtungszone angeordnet ist.
16. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstelle örtlich dem Ort der Mündung einer in die Beatmungsschlauchleitung eingeführten Meßleitung entspricht.
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Meß-Stelle in einem sich zwischen der Beatmungsschlauchleitung und der Befeuchtungszone erstreckenden Atemgas-Leitungsabschnitt angeordnet ist.
18. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstelle sich im Bereich der Beatmungsschlauchleitung befindet.
19. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung eine Recheneinrichtung umfaßt, die das Übertragungsverhalten des Abschnittes der Beatmungsschlauchleitung zwischen der Meß-Stelle und dem maskenseitigen Ende der Schlauchleitung in Abhängigkeit von dem momentanen Atemgasstrom berücksichtigt.
20. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 13 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßleitung durch einen innerhalb der Beatmungsschlauchleitung geführten Schlauch gebildet ist, dessen Länge innerhalb der Beatmungsschlauchleitung um mehr als das 9-fache des Innendurchmessers der Beatmungsschlauchleitung kürzer ist, als die Beatmungsschlauchleitung.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßleitung mit einem Muffenelement gekoppelt ist, das mit einem geräteseitigen Endabschnitt der Beatmungsschlauchleitung verbindbar ist.

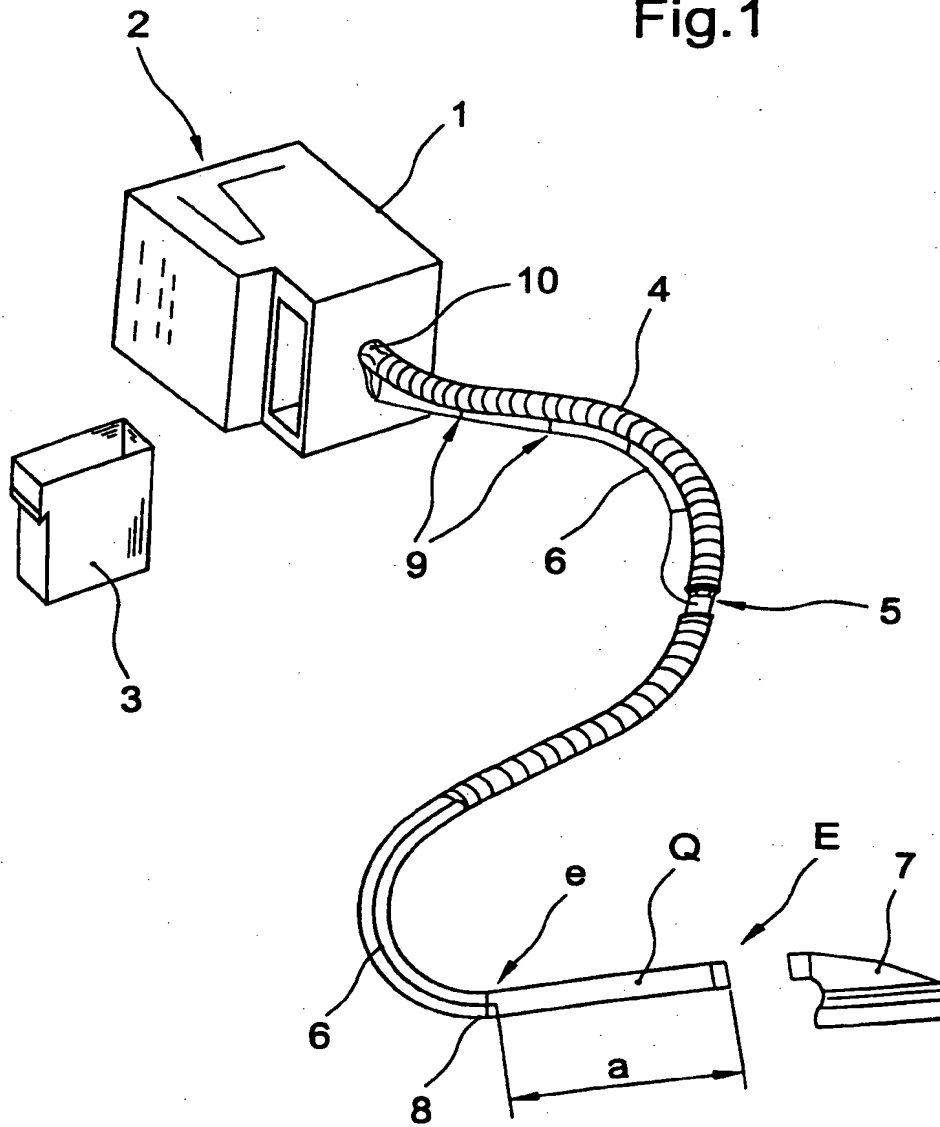
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Meß-Leitung über das Muffenelement aus dem Atemgaszufuhrweg herausgeführt ist.
23. Steuerungsanordnung zur Steuerung der Zufuhr eines Atemgases zu einer Atemmaske mittels einer über eine Atemgasleitungseinrichtung angeschlossenen Gebläseeinrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerungsanordnung derart ausgebildet ist, daß der momentane Atemgasstrom ermittelt wird, und daß auf Grundlage des momentanen Atemgasstromes der erwartete Druckabfall entlang der Atemgasleitungseinrichtung zwischen Gebläseeinrichtung und der Atemmaske errechnet wird, und die Drehzahl oder die Förderleistung der Gebläseeinrichtung unter Berücksichtigung des erwarteten Druckabfalls derart eingestellt wird, daß der Druck im Inneren der Atemmaske einen vorgegebenen Soll-Druckpegel erreicht.
24. Steuerungsanordnung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß diese den Soll-Druckpegel während eines Atemzyklus variiert.
25. Steuerungsanordnung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß der zeitliche Verlauf des Soll-Druckpegels auf den Momentanzustand einer atmenden Person abgestimmt ist.
26. Steuerungsanordnung zur Steuerung der Zufuhr eines Atemgases zu einer Atemmaske mittels einer über eine Atemgasleitungseinrichtung angeschlossenen Gebläseeinrichtung, insbesondere nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß der zeitliche Verlauf des Soll-Druckpegels auf die momentane Gehirnaktivität der atmenden Person abgestimmt ist.
27. Steuerungsanordnung nach wenigstens einem der Ansprüche 23 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß diese den zeitlichen Verlauf des Soll-Druckpegels im Einklang mit dem momentanen Schlafzustand einstellt.

28. Steuerungsanordnung nach wenigstens einem der Ansprüche 23 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Gehirnaktivität mittels am Körper, insbesondere am Kopf angebrachter Mittel, insbesondere Elektroden erfaßt wird,

29. Steuerungsanordnung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Gehirnaktivität unter Verwendung einer auf der Stirn der atmenden Person angebrachten Elektrode erfaßt wird.



Fig.1



2/6

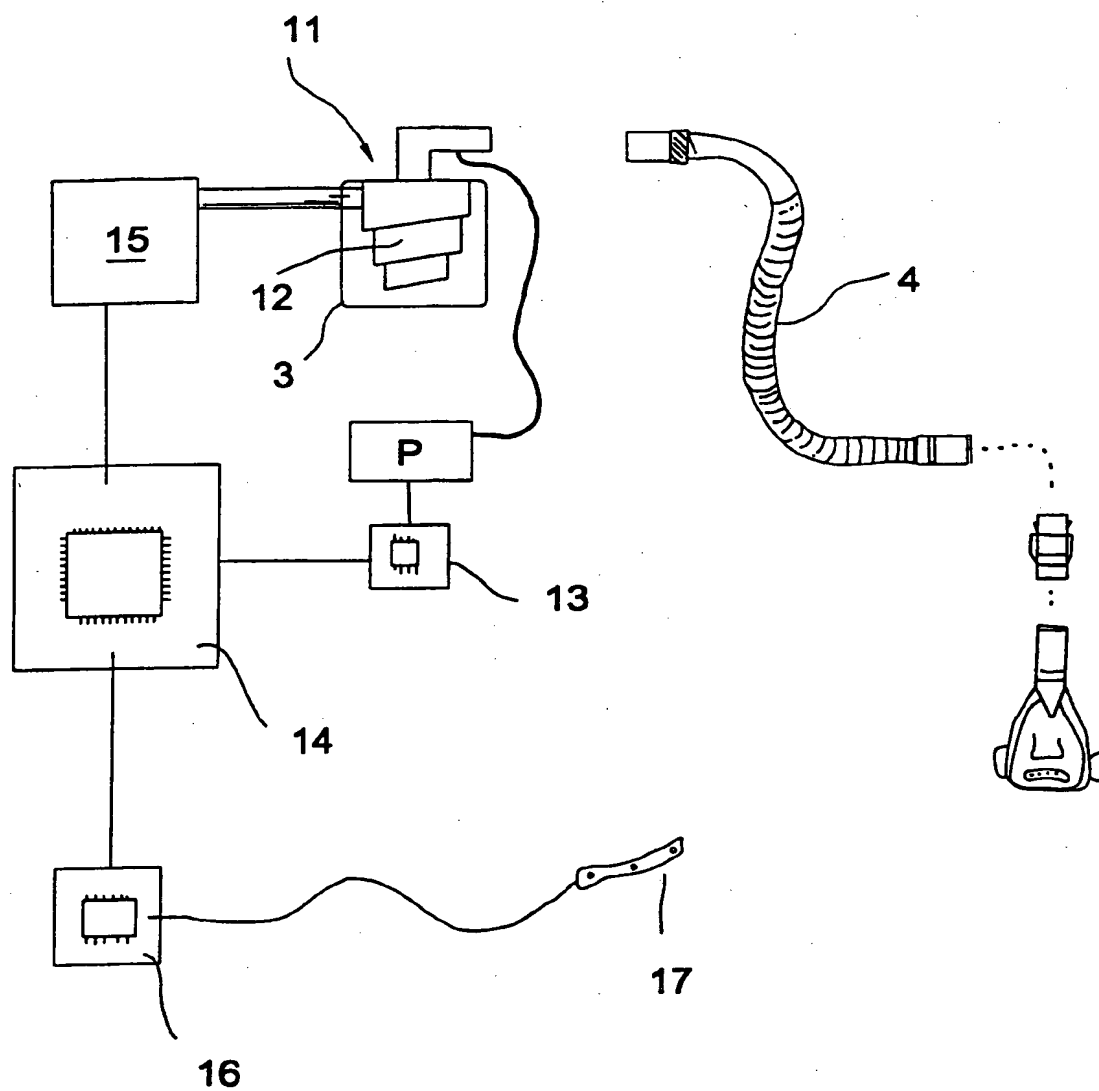


Fig.2

3/6

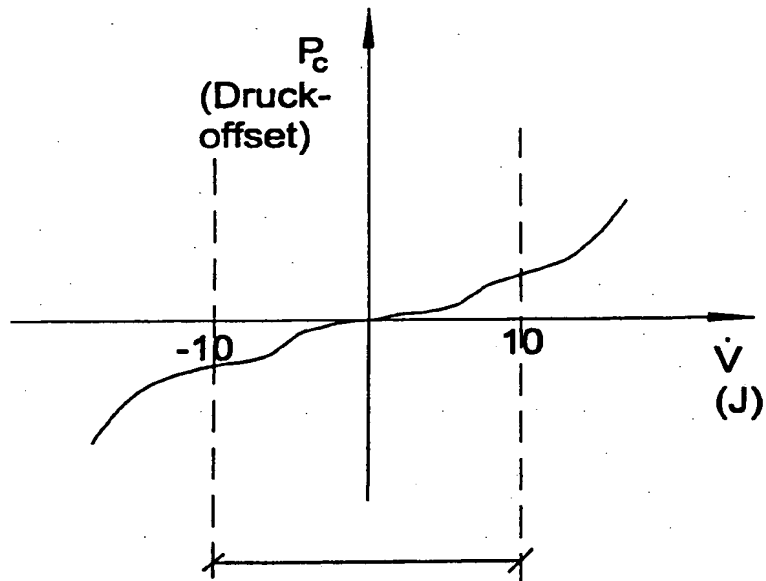
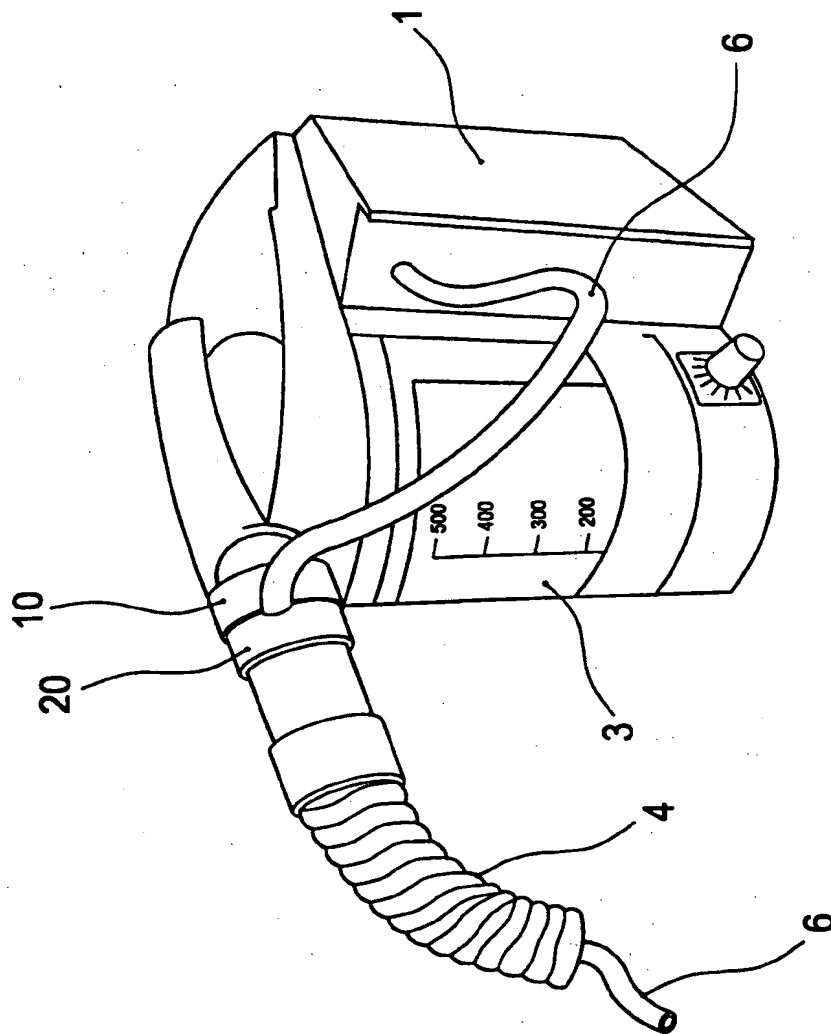


Fig.3

Fig.4



5/6

Fig.6

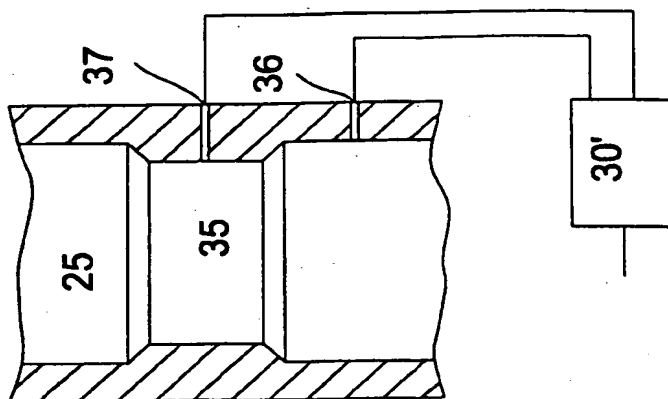


Fig.5

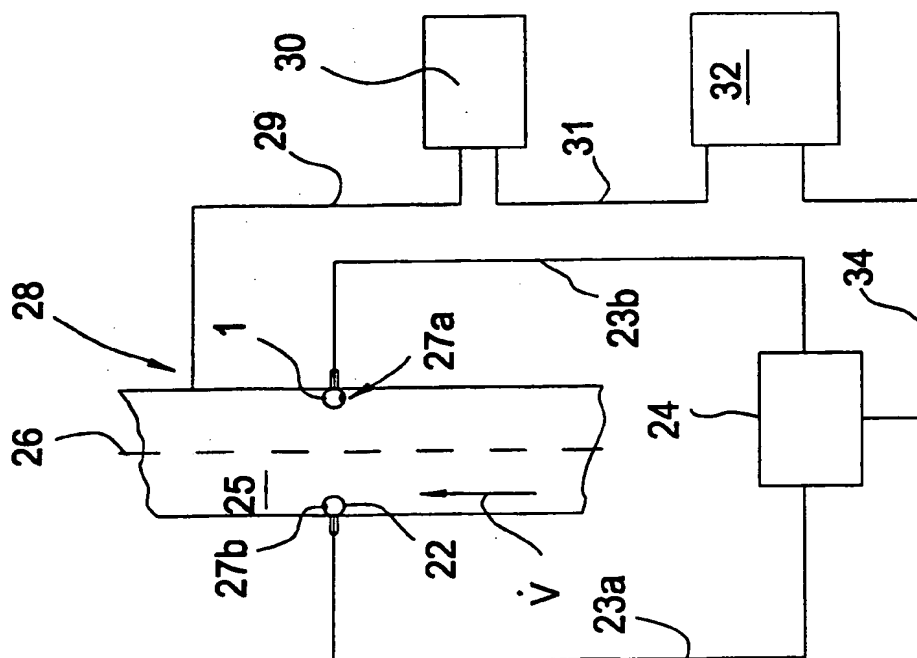
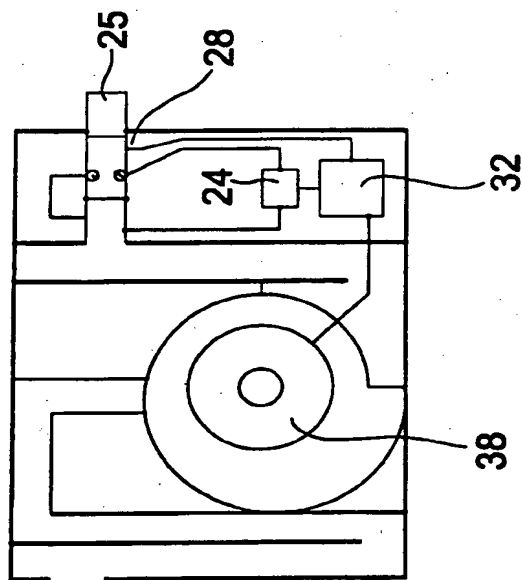


Fig.7



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/EP 00/03998

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61M16/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61M A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 98 12965 A (RESMED LTD) 2 April 1998 (1998-04-02)	1-6, 13, 15-19, 23-25
Y	page 20, line 21 -page 24, line 5; figure 1B	7, 9, 10, 12, 26-29
Y	WO 97 10019 A (FINN SHANE DARREN ; RESMED LTD (AU); FARRUGIA STEVEN PAUL (AU)) 20 March 1997 (1997-03-20) claim 1; figure 1	10, 12
Y	EP 0 815 792 A (INSTRUMENTARIUM OY) 7 January 1998 (1998-01-07) column 5, line 11 -column 6, line 14; figures 1-7	7, 9
	-/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 August 2000

Date of mailing of the international search report

09/08/2000

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3018

Authorized officer

Villeneuve, J-M

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application  
PCT/EP 00/03998

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 97 16216 A (COMPUMEDICS SLEEP PTY LTD ;BURTON DAVID (AU)) 9 May 1997 (1997-05-09) page 6, line 19 -page 8, line 4	26-29
A	US 5 865 173 A (FROELICH JAMES P) 2 February 1999 (1999-02-02)	
A	EP 0 656 216 A (RESCARE LTD) 7 June 1995 (1995-06-07)	



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application

PCT/EP 00/03998

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9812965	A	02-04-1998	AU 4193397	17-04-1998
			EP 1005829	07-06-2000
			EP 1005830	07-06-2000
			EP 0996358	03-05-2000
			AU 3762597	06-03-1998
			EP 0929336	21-07-1999
WO 9710019	A	20-03-1997	AU 719713	18-05-2000
			AU 6919096	01-04-1997
			CA 2232083	20-03-1997
			EP 0855923	05-08-1998
			JP 11513268	16-11-1999
EP 0815792	A	07-01-1998	FI 962729	03-01-1998
			JP 10090026	10-04-1998
			US 5913249	15-06-1999
WO 9716216	A	09-05-1997	AU 707148	01-07-1999
			AU 7267996	22-05-1997
			CN 1202832	23-12-1998
			EP 0862475	09-09-1998
			JP 11514279	07-12-1999
US 5865173	A	02-02-1999	NONE	
EP 0656216	A	07-06-1995	AU 691528	21-05-1998
			AU 7917494	08-06-1995
			US 5740795	21-04-1998

PCT/EP 00/03998

## A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61M16/00

Nach der internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61M A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 98 12965 A (RESMED LTD) 2. April 1998 (1998-04-02)	1-6, 13, 15-19, 23-25
Y	Seite 20, Zeile 21 -Seite 24, Zeile 5; Abbildung 1B	7, 9, 10, 12, 26-29
Y	WO 97 10019 A (FINN SHANE DARREN ; RESMED LTD (AU); FARRUGIA STEVEN PAUL (AU)) 20. März 1997 (1997-03-20) Anspruch 1; Abbildung 1	10, 12
Y	EP 0 815 792 A (INSTRUMENTARIUM OY) 7. Januar 1998 (1998-01-07) Spalte 5, Zeile 11 -Spalte 6, Zeile 14; Abbildungen 1-7	7, 9
	-/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

1. August 2000

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

09/08/2000

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 6818 Patentaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Beauftragter

Villeneuve, J-M

## C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 97 16216 A (COMPUMEDICS SLEEP PTY LTD ;BURTON DAVID (AU)) 9. Mai 1997 (1997-05-09) Seite 6, Zeile 19 -Seite 8, Zeile 4	26-29
A	US 5 865 173 A (FROEHLICH JAMES P) 2. Februar 1999 (1999-02-02)	
A	EP 0 656 216 A (RESCARE LTD) 7. Juni 1995 (1995-06-07)	

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichung, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 00/03998

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9812965 A	02-04-1998	AU 4193397 A	17-04-1998
		EP 1005829 A	07-06-2000
		EP 1005830 A	07-06-2000
		EP 0996358 A	03-05-2000
		AU 3762597 A	06-03-1998
		EP 0929336 A	21-07-1999
WO 9710019 A	20-03-1997	AU 719713 B	18-05-2000
		AU 6919096 A	01-04-1997
		CA 2232083 A	20-03-1997
		EP 0855923 A	05-08-1998
		JP 11513268 T	16-11-1999
EP 0815792 A	07-01-1998	FI 962729 A	03-01-1998
		JP 10090026 A	10-04-1998
		US 5913249 A	15-06-1999
WO 9716216 A	09-05-1997	AU 707148 B	01-07-1999
		AU 7267996 A	22-05-1997
		CN 1202832 A	23-12-1998
		EP 0862475 A	09-09-1998
		JP 11514279 T	07-12-1999
US 5865173 A	02-02-1999	KEINE	
EP 0656216 A	07-06-1995	AU 691528 B	21-05-1998
		AU 7917494 A	08-06-1995
		US 5740795 A	21-04-1998

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record.**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

## **IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**